

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 03-097439

(43)Date of publication of application : 23.04.1991

(51)Int.CI.

A61B 5/00
A61B 1/00

(21)Application number : 01-234330

(22)Date of filing : 08.09.1989

(71)Applicant : OLYMPUS OPTICAL CO LTD

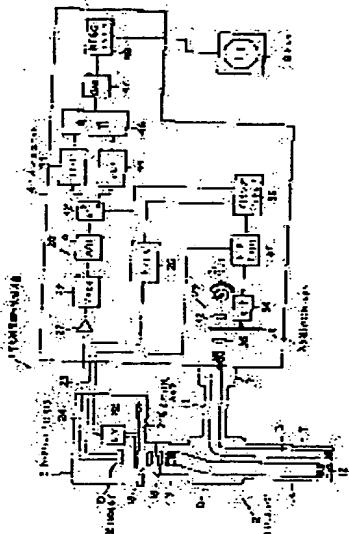
(72)Inventor : NAKAMURA KAZUNARI
NAKADA AKIO
INABA MAKOTO
KAWASHIMA MASAHIRO
ISHIHARA KOICHIRO
MINAMI KAZUYUKI
FUSE EIICHI
HAYASHI MASAAKI

(54) ENDOSCOPE DEVICE FOR FLUORESCENT OBSERVATION

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide possibility of observing the time series variation of information due to fluorescence and accomplish a device concerned in a small size by obtaining information due to fluorescence emitted from a fluorescent agent together with normal observation.

CONSTITUTION: The normal observation light from a light source 31 is cast on No.1 rotary filter 33, and this light and the exciting light included in the light are allowed to penetrate one after another. These two types of lights are cast on an object to be inspected, and the reflex beam of the normal observation light is cast on No.2 rotary filter 21 while the exciting light excites the fluorescent substance of the object inspected, the generated fluorescent light being incident to the No.2 rotary filter. This No.2 rotary filter is driven by a control unit 4 in synchronization with the No.1 rotary filter, and when the No.1 rotary filter is penetrated by the normal observation light, the reflex beam of the normal observation light at the object is allowed to pass, and in case the No.1 rotary filter is penetrated by the exciting light, the fluorescent light will pass. These normal observation light and fluorescent light having passed the No.2 rotary filter one after another are photographed by a solid photographing element 19 and displayed on a monitor 6 at the same time. Therein only one light source is required, which enables making the device in a small size.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than
the examiner's decision of rejection or
application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision
of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

(19)日本国特許庁 (JP)

(12)特許公報 (B2)

(11)特許番号

第2810715号

(45)発行日 平成10年(1998)10月15日

(24)登録日 平成10年(1998)7月31日

(51)Int.Cl.⁶

A 61 B 5/00
1/00

識別記号

101
300

F I

A 61 B 5/00
1/00

101 A
300 D

請求項の数1(全8頁)

(21)出願番号 特願平1-234330

(22)出願日 平成1年(1989)9月8日

(65)公開番号 特開平3-97439

(43)公開日 平成3年(1991)4月23日
審査請求日 平成8年(1996)8月29日

(73)特許権者 99999999

オリンパス光学工業株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(72)発明者 中村 一成

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 中田 明雄

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内

(72)発明者 稲葉 誠

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパス光学工業株式会社内

(74)代理人 弁理士 伊藤 進

審査官 江成 克己

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 蛍光観察用内視鏡装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】 蛍光物質を含有する被検査対象に励起光を照射して得られる蛍光像を表示する蛍光観察用内視鏡装置において、

前記励起光を含む通常観察光を発生する光源と、
前記光源から出射された前記通常観察光と該通常観察光に含まれる前記励起光を順次透過する第1のフィルタ手段と、

前記被検査対象からの前記通常観察光に基づく対象像と前記励起光によって発生した前記蛍光像とを順次透過する第2のフィルタ手段と、

前記対象像と前記蛍光像とを撮像する撮像手段と、
前記第1のフィルタ手段と前記第2のフィルタ手段とを同期して制御する制御手段と、
前記蛍光像と前記対象像とを表示する表示手段と、

を具備することを特徴とする蛍光観察用内視鏡装置。

【発明の詳細な説明】

【産業上の利用分野】

本発明は蛍光物質を含有する被検査対象に励起光を照射して、この被検査対象の発する蛍光の情報を得る蛍光観察用内視鏡装置に関する。

【従来の技術及び発明が解決しようとする課題】

近年、体腔内に細長の挿入部を挿入することによって体腔内臓器等を観察したり、必要に応じて処置具チャネル内に挿通した処置具を用いて各種治療処置のできる内視鏡が広く用いられている。

また、電荷結合素子(CCD)等の固体撮像素子を撮像手段に用いた電子内視鏡も種々提案されている。

ところで、この内視鏡を用いて人体の臓器等の状態を検査する方法として、例えば特開昭63-122421号公報に

示されるように、臓器等の被検査対象に蛍光剤を投与し、これに励起光を照射し、前記蛍光剤から発せられる蛍光による蛍光画像を観察する方法がある。

しかしながら、上記従来例では励起光と通常観察用の光とを切換える必要があり、蛍光剤を静注した後の蛍光の変化等の時系列的な変化を観察することが困難であった。さらに、励起光用光源と通常観察用の光源が必要であり、装置が大型化するという問題があった。

本発明は上記事情に鑑みてなされたものであり、通常観察と共に、蛍光剤の発する蛍光による情報も得ることによって蛍光による情報の時系列的变化を観察可能にし、且つ、装置を小形とすることができる蛍光観察用内視鏡装置を提供することを目的とする。

[課題を解決するための手段および作用]

本発明の蛍光観察用内視鏡装置は、励起光を含む通常観察光を発生する光源と、光源から出射された通常観察光と通常観察光に含まれる励起光を順次透過する第1のフィルタ手段と、被検査対象からの通常観察光に基づく対象像と励起光によって発生した蛍光像とを順次透過する第2のフィルタ手段と、対象像と蛍光像とを撮像する撮像手段と、第1のフィルタ手段と第2のフィルタ手段とを同期して制御する制御手段と、蛍光像と対象像とを表示する表示手段とを備えたものである。

本発明では光源から出射された通常観察光は第1のフィルタ手段に入射される。第1のフィルタ手段は順次通常観察光と通常観察光に含まれる励起光を透過する。通常観察光と励起光は被検査対象に照射され、通常観察光の反射光は第2のフィルタ手段に入射し、励起光は被検査対象に含有される蛍光物質を励起して、蛍光を発生させる。発生した蛍光は第2のフィルタ手段に入射する。第2のフィルタ手段は制御手段によって第1のフィルタ手段と同期して駆動されており、第1のフィルタ手段が通常観察光を透過した場合は通常観察光の被検査対象からの反射光を透過し、第1のフィルタ手段が励起光を透過した場合に蛍光を透過する。第2のフィルタ手段を順次透過した通常観察光と蛍光は撮像手段で撮像され、表示手段で表示される。

[実施例]

以下、本発明の実施例を図面を参照して具体的に説明する。

第1図ないし第4図は本発明の第1実施例に係り、第1図は蛍光観察用内視鏡装置のブロック図、第2図は第1のフィルタの説明図、第3図は第2のフィルタの説明図、第4図はフルオレッセンの吸収、蛍光特性を示す特性図である。

本実施例の蛍光観察用内視鏡装置1はファイバスコープ2と、該ファイバスコープ2に着脱自在に装着された外付けテレビジョンカメラ3（以下、TVカメラと略記する。）と、ファイバスコープ2に照明光を供給し、TVカメラ3を制御するコントロールユニット4と、コントロ

ールユニット4に接続された表示手段としてのモニタ6とから構成されている。

上記ファイバスコープ2は細長の挿入部7を有し、該挿入部7の後端部に操作部8が設けられている。操作部8の後端部には前記TVカメラ3が装着された接眼部9が設けられており、さらに側部からはライトガイドケーブル11が延出されている。挿入部7の前端面には対物レンズ系12と照明光を伝達して被検査対象を照明するファイババンドルで形成されたライトガイドファイバ13の出射端面が設けられている。

上記対物レンズ系12の後方にはファイババンドルで形成されたイメージガイドファイバ14の入射端面が設けられている。イメージガイドファイバ14は挿入部7と操作部8の内部を挿通されて接眼部9に至るようになっており、接眼部9に設けられた接眼レンズ系16に對面して出射端面が設けられている。

上記ライトガイドファイバ13は挿入部7と操作部8とライトガイドケーブル11の内部を挿通されて、ライトガイドケーブル11の後端部に設けられ、コントロールユニット4に接続されたコネクタ17に至るようになっている。

上記TVカメラ3は前記接眼レンズ系16の光軸と一致した結像レンズ系18が設けられており、この結像レンズ系18の後方には撮像手段としての固体撮像素子19が設けられている。結像レンズ系18と固体撮像素子19との間には第2のフィルタ手段としての第2の回転フィルタ21が設けられている。該第2の回転フィルタ21は第3図に示すように円盤状で通常観察光を透過するフィルタ（または孔でも良い）。21aと500nm以上の波長帯域を透過する帯域制限フィルタ21bが設けられている。第2のフィルタ21の回転中心にはモータ22の駆動軸が連結されており、このモータ22によって回転駆動されるようになっている。回転駆動されることによってフィルタ21a、21bが順次結像レンズ系18と固体撮像素子19とを結ぶ光軸上に挿入されるようになっている。固体撮像素子19には信号線23、24の一方の端部が接続されており、信号線23の他方の端部はコントロールユニット4内のCCDドライバ26に、信号線24の他方の端部はコントロールユニット4内のプリアンプ27に接続されている。

上記コントロールユニット4は前記CCDドライバ26、プリアンプ27その他の有する信号処理部28と、ファイバスコープ2に照明光を供給する光源部29とから構成されている。前記光源部29には紫外光から赤外光に至る広い帯域の光を発生する光源としてのランプ31が設けられている。このランプ31としては一般的なキセノンランプやストロボランプ等を用いることができる。前記キセノンランプやストロボランプは、可視光のみならず紫外光および赤外光を大量に発光する。ランプ31の前方にはランプ31から出射された光を平行光とする平行光レンズ32が設けられており、さらに、平行光レンズ32の前方に第1

のフィルタ手段としての第1の回転フィルタ33が設けられている。第1の回転フィルタ33は第2図に示すように円盤状で通常観察光を透過するフィルタ33a（または孔でも良い。）と400nm以下あるいは500nm以下の波長帯域を透過する帯域制限フィルタ33bが設けられている。第1の回転フィルタ33の回転中心にはモータ34の駆動軸が連結されており、このモータ34によって回転駆動されるようになっている。回転駆動されることによってフィルタ33a, 33bが順次ランプ31の光軸上に挿入されるようになっている。上記第1の回転フィルタ33の前方にフィルタ33a, 33bを透過した光を集光して前記ライトガイドファイバ13の入射端面に照射する集光レンズ36が設けられている。

上記モータ22, 34はモードドライバ37に接続されており、互いに同期して回転駆動するようになっている。また、モータドライバ37はタイミングジェネレータ38に接続されており、タイミング信号を入力されるようになっている。なお、タイミングジェネレータ38は前記CCDドライバ26にも接続されている。

上記固体撮像素子19に信号線24で接続されたプリアンプ27の出力端はプロセス回路39に接続されている。プロセス回路39の出力端はA/Dコンバータ41に接続されており、出力信号はデジタル信号に変換されるようになっている。A/Dコンバータ41の出力端は切換スイッチ42に接続されている。切換スイッチ42は前記タイミングジェネレータ38に接続されており、切換タイミングを制御されるようになっている。なお、タイミングジェネレータ38とモータドライバ37とモータ22, 34は制御手段を構成している。

上記切換スイッチ42の一方の出力端は通常観察光に基づく画像信号を記憶するメモリ43に接続され、他方の出力端は蛍光に基づく画像信号を記憶するメモリ44に接続されている。各メモリ43, 44の出力端は演算回路46に接続されており、通常観察光に基づく画像信号と蛍光に基づく画像信号との間で合成あるいは演算が行われるようになっている。演算回路46の出力端はD/Aコンバータ47に接続されており演算回路46の出力をアナログ信号としてNTSCエンコーダ48に出力する。NTSCエンコーダ48はモニタ6に接続されており、NTSC方式のビデオ信号を出力して通常観察光に基づく画像と蛍光に基づく画像の重ね合わせ状態または並列状態の表示が行われるようになっている。

上記のように構成された蛍光観察用内視鏡装置1の作用を説明する。

患者には予め腫瘍に集積性を持つモノクローナル抗体に例えば第4図に示すような吸収、蛍光特性を有するフルオレッセンという蛍光染料を標識（化学的に接合）して投与（静注、腔内散布）する。このフルオレッセンは時間の変化に伴い、血液中のフルオレッセン濃度が変化する。この変化は血流の変化および血液量に依存するも

のである。このフルオレッセンは約490nmの波長帯域の光（励起光）を吸収して約520nmの蛍光を発するものである。

光源部29のランプ31から出射された紫外光から赤外光に至る広帯域の照明光は平行光レンズ32で平行光とされて第1の回転フィルタ33に入射する。第1の回転フィルタ33はモータドライバ37によって回転制御されるモータ34によって回転されており、照明光はフィルタ33aと帯域制限フィルタ33bとに交互に入射するようになっている。

上記フィルタ33aに入射した照明光は波長帯域を制限されずにそのままフィルタ33aを透過して集光レンズ36で集光されてライトガイドファイバ13の入射端面に照射される。照明光はライトガイドファイバ13を伝達されて挿入部7の先端部より被検査対象に照射される。被検査対象からの反射光は対物レンズ系12でイメージガイドファイバ14の入射端面に結像して光学像がイメージガイドファイバ14を伝達されて接眼レンズ系16に至るようになっている。光学像は結像レンズ系18によって第2の回転フィルタ21に入射する。第2の回転フィルタ21は第1の回転フィルタ33と同様にモータドライバ37によって回転を制御されるモータ22で回転されており、第1の回転フィルタ33のフィルタ33aが光路上に挿入された場合に紫外光から赤外光に至る広帯域の照明光を透過するフィルタ21aに光が入射するようになっている。光は波長帯域を制限されずにそのまま固体撮像素子19の撮像面に入射して光学像を結像する。固体撮像素子19はタイミングジェネレータ38からのタイミング信号によって制御されるCCDドライバ26から駆動信号を信号線23を経て印加されたり、この駆動信号によって電気信号に変換された光学像を信号線24を経てプリアンプ27に出力する。プリアンプ27で増幅された電気信号はプロセス回路39で信号処理が行われ、輝度信号および色差信号が生成されてA/Dコンバータ41でデジタル信号とされて切換スイッチ42に入力される。切換スイッチ42は切換えをタイミングジェネレータ38によって制御されており、フィルタ21a, 33aが光路上に挿入されている場合に通常観察用のメモリ43側に切り換わっており、A/Dコンバータ41の出力信号はメモリ43に書き込まれる。

一方、第1の回転フィルタ33の帯域制限フィルタ33bが光路上に挿入されるとランプ31から出射された光は例えば500nm以下の波長帯域とされて、集光レンズ36を経てライトガイドファイバ13の入射端面に入射され、被検査対象に照射される。被検査対象に含まれるフルオレッセンは照射された光のうち約490nmの波長の光を吸収して約520nmの蛍光を発する。この蛍光は上記と同様に被検査対象からの反射光と共に対物レンズ系12とイメージガイドファイバ14と接眼レンズ系16と結像レンズ系18とを経て第2の回転フィルタ21に入射する。第2の回転フィルタ21は第1の回転フィルタ33の帯域制限フィルタ33

bが光路上に挿入された場合に、帯域制限フィルタ21bが光路上に挿入されるようにモータドライバ37によって制御されている。帯域制限フィルタ21bは例えば500nm以下の波長帯域を除去するために被検査対象からの反射光を除去し、約520nmの蛍光のみを透過して固定撮像素子19に入射する。固体撮像素子19では上記のように電気信号が読み出されて上記と同様に信号処理されて切換スイッチ42に入力される。切換スイッチ42は蛍光に基づく画像信号を記憶するメモリ44側にタイミングジェネレータ38によって切り換えられており、メモリ44に蛍光に基づく画像信号が書き込まれる。

上記通常観察光に基づく画像信号と蛍光に基づく画像信号とが交互にメモリ43、44に書き込まれ、書き込まれた画像信号は同時に読み出されて演算回路46に入力される。演算回路46は通常観察画像に蛍光画像を重ね合わせたり、並列状態としたり、蛍光画像に対して演算を行ったりするようになっている。演算回路46の出力信号はD/Aコンバータ47でアナログ信号とされて、NTSCエンコーダ48にNTSC方式のビデオ信号とされ、モニタ6に出力される。モニタ6には動画の内視鏡像が重ね合わせ状態あるいは並列状態等で表示される。

本実施例では第1および第2の回転フィルタ33、21を互いに同期させて高速回転させているために動画の通常観察画像と蛍光観察画像を同時に表示することができる。

また、一つの光源より出力された照明光を第1の回転フィルタ33によって通常観察光と励起光とすることができるために通常観察光用光源と励起光用光源とを持つ必要がなく、装置を小形化することができる。

第5図は本発明の第2実施例に係り、蛍光観察用内視鏡装置のブロック図である。

本実施例では第1実施例においてファイバスcope2に装着されたTVカメラ3をコントロールユニット4内に設けたものである。

本実施例のファイバスcope49の操作部8内にはハーフミラー51が設けられている。ハーフミラー51の入射面に対面して挿入部7内を挿通されたイメージガイドファイバ14の出射端面が設けられている。また、ハーフミラー51の透過面側には接眼レンズ系16が、反射面側には第2のイメージガイドファイバ52の入射端面が各々設けられている第2のイメージガイドファイバ52はライトガイドケーブル13内を挿通されてコントロールユニット4に接続されている。

上記コントロールユニット4内には信号処理部28と光源部29に加えて撮像部53が設けられている。撮像部53には前記第2のイメージガイドファイバ52の出射端面に対面して固体撮像素子19が設けられている。第2のイメージガイドファイバ52と固体撮像素子19とを結ぶ光軸上に

は結像レンズ系18と第2の回転フィルタ21が設けられている。

その他の構成は第1実施例と同様である。

本実施例では、第1実施例と同様に通常観察光と励起光が交互に被検査対象に照射される。通常観察光の反射光と励起光によって発した蛍光はイメージガイドファイバ14を伝達されて、ハーフミラー51に入射される。ハーフミラー51では入射光の反射と透過が行われ、透過光は接眼レンズ系16を経て接眼部9に至り、肉眼観察が行われる。一方、反射光は第2のイメージガイドファイバ52に入射してコントロールユニット4の撮像部53に伝達される。撮像部53では励起光が被検査対象に照射された場合に帯域制限フィルタ21bが光路上に挿入されて500nm以下の波長帯域の光を除去して蛍光のみを固体撮像素子19に入射し、通常観察光が被検査対象に照射された場合に波長帯域を制限せずにそのまま通常観察光に基づく光学像を固体撮像素子19に結像する。

以下、第1実施例と同様に信号処理が行われて動画の通常観察画像と蛍光像とがモニタ6上に表示される。

20 本実施例では第1実施例に比べて接眼部9にTVカメラ3を装着せずにファイバスcope49を軽量とするために操作性を向上させることができる。その他の効果は第1実施例と同様である。

なお、上記の実施例では蛍光染料をフルオレッセンと25 しているがこれに限定されることなく、アドレアマイシン、ヘマトポルフィリン誘導体等を使用してもよい。

[発明の効果]

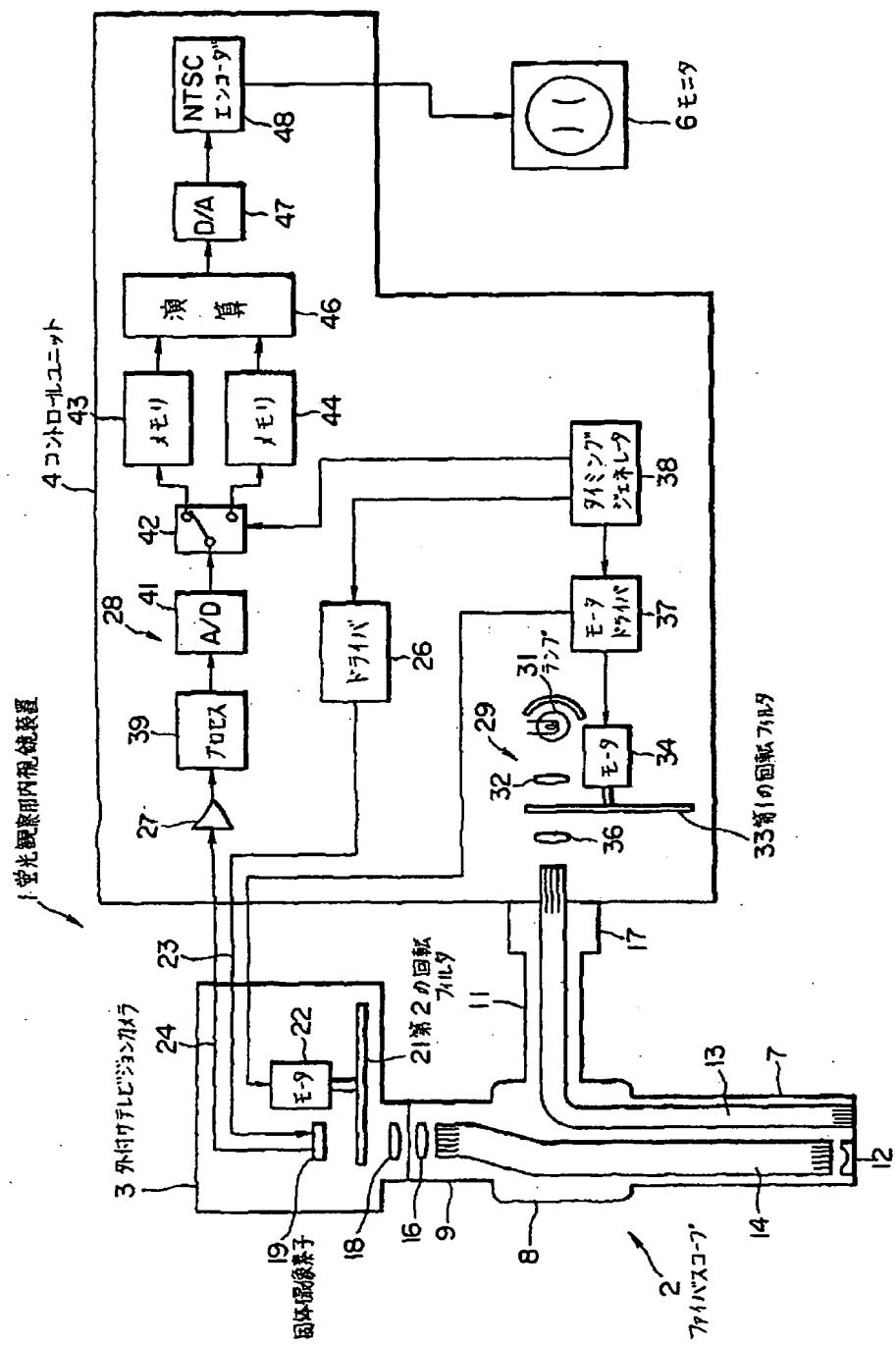
以上説明したように本発明によれば通常観察と共に、蛍光剤の発する蛍光による情報も得ることによって蛍光30 による情報の時系列的変化を観察可能にし、且つ、装置を小形とすることができます。

[図面の簡単な説明]

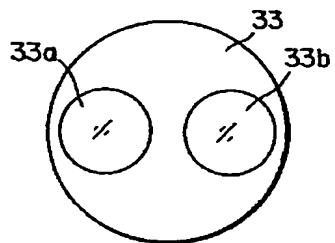
第1図ないし第4図は本発明の第1実施例に係り、第1図は蛍光観察用内視鏡装置のブロック図、第2図は第135 のフィルタの説明図、第3図は第2のフィルタの説明図、第4図はフルオレッセンの吸収、蛍光特性を示す特性図、第5図は本発明の第2実施例に係り、蛍光観察用内視鏡装置のブロック図である。

- 1 ……蛍光観察用内視鏡装置
- 2 ……ファイバスcope
- 3 ……外付けテレビジョンカメラ
- 4 ……コントロールユニット
- 6 ……モニタ、19 ……固体撮像素子
- 21 ……第2の回転フィルタ
- 22 ……モータ、31 ……ランプ
- 33 ……第1の回転フィルタ
- 34 ……モータ、37 ……モータドライバ
- 38 ……タイミングジェネレータ

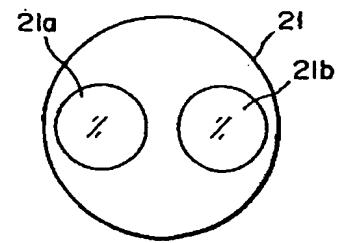
【第1図】



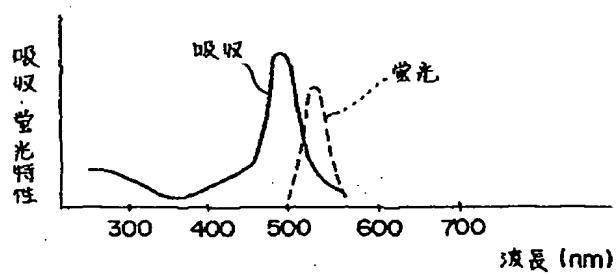
【第2図】



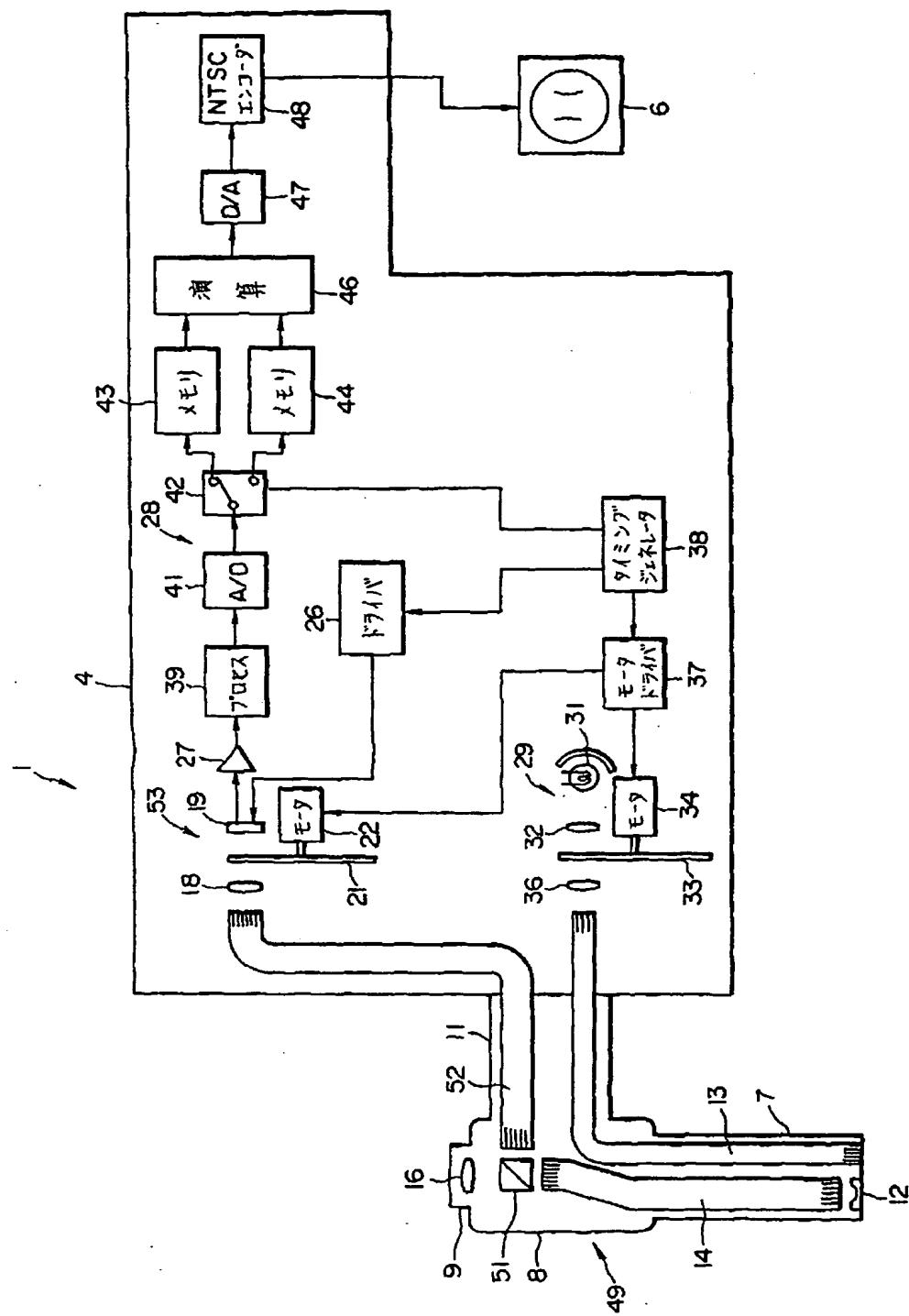
【第3図】



【第4図】



【第5図】



フロントページの続き

(72) 発明者	川嶋 正博 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才 リンパス光学工業株式会社内	(72) 発明者	布施 栄一 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才 リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者	石原 康一郎 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才 リンパス光学工業株式会社内	(72) 発明者	林 正明 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才 リンパス光学工業株式会社内
(72) 発明者	南 和幸 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 才 リンパス光学工業株式会社内	10 (56) 参考文献	特開 昭63-122421 (J P, A) 特開 昭64-43228 (J P, A) 特開 平1-136629 (J P, A)

(58) 調査した分野 (Int. Cl. 6, D B名)

15 A61B 5/00, 1/00